

**VŠB-Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Využití Kinect pro sledování průběhů rehabilitace**

**Kinect Based Measurement of Human Movements during  
Rehabilitation Exercises**

2017

Jan Bednář

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Bednář**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Využití Kinect pro sledování průběhu rehabilitace**  
**Kinect Based Measurement of Human Movements during Rehabilitation Exercises**  
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s možnostmi měřicího MS Kinect.
2. Návrh a realizace měření pohybů lidského těla v průběhu rehabilitačního cvičení s pomůckou s využitím MS Kinect a současně zařízení pro měření pohybů rehabilitační pomůcky.
3. Vizualizace měřených dat v PC.
4. Analýza měřených dat za účelem zjištění pozice těžiště osoby v průběhu cvičení.
5. Provedení testů na testovací skupině alespoň 10 osob.
6. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BRONZINO, Joseph D. et al. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton(USA): CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463/978-0849383465.
- [2] FRANDEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Design, and Applications*. 4th edition. Springer, c2010. 589 s. ISBN 978-1441964656.
- [3] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: Geneze, zpracování a analýza*. Praha: ČVUT Praha, 1998. 202 s. ISBN 8001018229/978-8001018224.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017

  
doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
vedoucí katedry



  
prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární  
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Podpis .....



V Ostravě .....

28.4.2017

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval Doc. Ing. Martinovi Černému, Ph.D. za trpělivost, věnovaný čas a drahocenné rady, které mi dopomohly k úspěšnému vypracování mé bakalářské práce.

Dále bych rád poděkoval své přítelkyni a rodině za psychickou podporu během vypracovávání této práce.

## Abstrakt

Cílem této práce je vytvoření funkční prototypní aplikace, která umožní zaznamenávání a ukládání dat z rehabilitačního cvičení se speciální rehabilitační pomůckou. V této práci je použita kruhová, v některých literaturách uváděna též jako kulová úseč. Měření probíhá pomocí multifunkčního zařízení Kinect od firmy Microsoft a akcelerometrem MPU 9250. Výsledná aplikace, která je naprogramována v jazyce C# ve vývojovém prostředí Visual Studio firmy Microsoft, umožňuje synchronně sledovat pohyby člověka v závislosti na čase. Grafy jsou podrobně popsány níže. Aplikace dále umožňuje exportování naměřených dat ve formátu .csv a také jejich importování, sledování cvičení v reálném čase a následné uložení cvičení ve formátu .avi.

### *Klíčová slova:*

Rehabilitace, MS Kinect, Akcelerometr, C#

## Abstract

The aim of this work is to create an application that allows recording and storing data from rehabilitative exercises with special rehabilitation aid. In this work I used circular segment, in some literatures also referred as a spherical segment. Measurement is performed using by the multifunction device Kinect from Microsoft and accelerometer MPU 9250. The application that is programmed in C# in Visual Studio from Microsoft, allows synchronously watch the movements of a man in relation to time. Graphs are described in detail below. The application also allows exporting measurement data in .csv format and import. It also allows tracking in real time and then saving exercise in .avi format.

### *Key words:*

Rehabilitation, MS Kinect, Accelerometer, C#

## Obsah

1	Seznam použitých zkratk a symbolů .....	1
2	Seznam použitých obrázků a tabulek .....	2
3	Úvod .....	3
4	Použité vybavení .....	4
4.1	Senzor Kinect .....	4
4.1.1	Hardwarové komponenty .....	5
4.1.2	PrimeSensor .....	5
4.2	Kruhová úseč .....	6
5	Akcelerometr .....	7
5.1	Piezoelektrické akcelerometry .....	7
5.2	Piezorezistivní akcelerometry .....	7
5.3	Tepelné akcelerometry .....	7
6	Bluetooth Low Energy .....	8
7	Rehabilitace .....	10
7.1	Hluboký stabilizační systém .....	10
7.1.1	Svaly hlubokého stabilizačního systému trupu a páteře .....	11
7.2	Senzomotorická stimulace .....	12
7.3	Rehabilitace s kruhovou úsečí .....	12
7.3.1	Nácvik malé nohy .....	12
8	Návrh praktické části .....	15
9	Řešení .....	18
9.1	Uživatelské prostředí .....	18
9.2	Spuštění a ovládání aplikace .....	19
9.3	Popis grafů .....	22
9.3.1	Popis grafů z Kinectu .....	22
9.3.2	Popis grafů z akcelerometru .....	23
9.4	Popis zdrojového kódu .....	24
9.4.1	Stavový diagram .....	27
9.4.2	Use – case diagram .....	28
10	Testování .....	30

11	Závěr .....	34
12	Seznam použité literatury .....	36

# 1 Seznam použitých zkratek a symbolů

BLE	Bluetooth Low Energy
CMOS	Komplementární kov-oxidový polovodič
C#	C sharp – programovací jazyk
DK	Dolní končetina
GUI	Grafické uživatelské prostředí
HSSP	Hluboký stabilizační systém páteře
IR	Infračervené
ISM	Industrial Scientific Medicine
MAC Adress	Media Acces Control
MS	Microsoft
PC	Osobní počítač
PCM	Pulse Code Modulation(pulsně kódová modulace)
RF	Radio frequency (rádio frekvenční)
RGB kamera	Red, green and blue kamera
Semiflexe	Pokrčení
SIG	Special Interest Group, kontrolní orgán Bluetooth



## 2 Seznam použitých obrázků a tabulek

Obr. 4.1 Rozmístění hardwarových komponent .....	4
Obr. 4.2 Senzor Primsense [15] .....	6
Obr. 4.3 Kruhová úseč .....	6
Obr. 6.1 Tabulka srovnání BLE a Bluetooth[22] .....	9
Obr. 7.1 Svalová kostra člověka [10] .....	10
Obr. 7.2 Svaly hlubokého stabilizačního systému[16] .....	11
Obr. 8.1 Prvotní schéma aplikace .....	15
Obr. 8.2 ConnectBlue Olp 425i-16 .....	16
Obr. 8.3 Schéma zapojení akcelerometru .....	16
Obr. 9.1 Uživatelské prostředí aplikace .....	18
Obr. 9.2 Nastavení portu ve vývojovém prostředí .....	19
Obr. 9.3 Nastavení portu pro USB Dongle mimo vývojové prostředí .....	20
Obr. 9.4 Chybné připojení Kinectu .....	20
Obr. 9.5 Neukončené měření - nesprávné vykreslení .....	21
Obr. 9.6 Odfiltrované hodnoty - správné vykreslení .....	22
Obr. 9.7 Vykreslení dat z Kinectu .....	23
Obr. 9.8 Graf s pozicí akcelerometru .....	24
Obr. 9.9 Akcelerometrická data .....	24
Obr. 9.10 Ukázka zdrojového kódu - komunikace s akcelerometrem .....	26
Obr. 9.11 Stavový diagram aplikace .....	27
Obr. 9.12 Diagram užití .....	29
Obr. 10.1 Testování - vzhled aplikace .....	30
Obr. 10.2 Testování - kroužení - akcelerometr .....	31
Obr. 10.3 Testování – vykreslení kolen Kinect .....	31
Obr. 10.4 Testování - vykreslení kyčlí Kinect .....	32
Obr. 10.5 Testování – vykreslení těžiště Kinect .....	33

### 3 Úvod

Cílem této bakalářské práce je měření lidských pohybů v průběhu rehabilitačního cvičení na rehabilitační pomůcce, která je vybavena akcelerometrem. Ten komunikuje přes bezdrátový komunikační systém bluetooth low energy .

Základem této práce je použití pohybového senzoru Kinect od firmy Microsoft, jeho naprogramování tak, aby jim bylo možné sledovat průběh cvičení a zároveň synchronizace s akcelerometrem, který je součástí kruhové úseče. Monitorování pohybů pacienta je zaznamenáváno videem, které je ukládáno po ukončení cvičení. Kromě videa jsou zaznamenávány také grafy pohybů jednotlivých kloubů ve vertikálních a horizontálních osách a také graf z akcelerometru.

V teoretické části je probírán senzor Kinect, jeho vybavení, rozložení jeho kamer a částečná historie, dále je zde rozebrána problematika rehabilitace, senzomotorická stimulace, hluboký stabilizační systém, popisují též rehabilitační pomůcku, za kterou jsme zvolili kruhovou úseč a samotné cvičení na ní. Nedílnou součástí této práce je akcelerometr MPU 9250 a jeho komunikace přes Bluetooth Low Energy, a tedy i toto téma je obsaženo v teoretické části. Za důležitou součást bakalářské práce považuji návrh praktické části, ve které jsem si vytvořil blokové schéma, jak by měl výsledný program vypadat a k čemu by měl sloužit.

V praktické části jsou shrnuty testy, které byly provedeny na skupině 10 lidí, a popisují vyvinutou aplikaci, která slouží jak k samotnému zprovoznění obou částí, tedy Kinect a senzoru, tak také k ovládání. Aplikace je řešena ve vývojovém prostředí Visual Studio od firmy Microsoft a je napsána v jazyce C#.

## 4 Použité vybavení

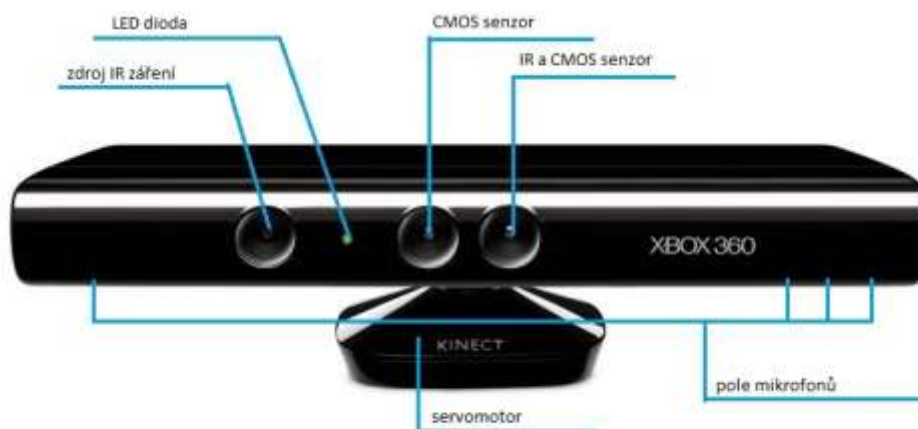
V této kapitole se budu věnovat potřebným komponentům, které jsou nezbytné k úspěšnému zhotovení této bakalářské práce. Je zde hlavně popsáno multifunkční zařízení MS Kinect, jeho krátká historie a parametry. Dále je zde zmíněna kruhová úseč, která byla vybrána jako rehabilitační pomůcka.

### 4.1 Senzor Kinect

Senzor MS Kincet (Obr. 4.1) byl poprvé představen 1. června 2009 na herní konferenci Electronic Entertainment Expo, v té době byl představen a označován kódovým jménem „Projekt Natal“. Až později, 13. června 2010 bylo oznámeno, že se tento systém bude jmenovat Kinect. Jméno vychází ze dvou klíčových slov, které popisují toto zařízení, a to ze slov „kinetic“ (pohyblivý) a „connect“ (propojení). Senzor Kinect byl primárně vyvinut pro herní využití, neboť výrobce o Kinectu prohlásil, že vytváří nový způsob ovládání her pomocí řeči, gest a celého těla. Microsoft vyvinul senzor Kinect primárně pro herní konzoli Xbox 360. [1]

Díky zabudované RGB kameře a čtyřem mikrofونům zaznamenává obraz a zvuk, přičemž pole mikrofонů umožňuje nejen nahrávání zvuků, ale také je schopen najít umístění zdroje zvuku. Hloubkový senzor umožňuje určit vzdálenost jednotlivých objektů. Provedením analýzy získaných dat dokáže Kinect identifikovat postavy v záběru, sledovat pohyb jednotlivých částí těla, je také schopen rozpoznat předdefinovaná gesta a příkazy. Snímání probíhá bez nutnosti definování jakýchkoliv informací o uživateli nebo okolním prostředí. [1]

Ačkoliv byl Kinect vyvinut jako herní nástroj, odborníci si uvědomili jeho potenciál v oblasti terapie. Schopnost sledování určitých bodů, které reprezentují klouby, může značně zvýšit účinky terapie. Lékaři mohou následně sledovat a vyhodnotit progres a zlepšení svých pacientů. Tím, že Kinect umožňuje sledovat pohyb kloubů, jsou odborníci schopni určit oblasti pohybu potřebné ke zlepšení.



Obr. 4.1 Rozmístění hardwarových komponent

### 4.1.1 Hardwarové komponenty

RGB kamera zachycuje standardní dvourozměrný obraz, který je používán pro identifikaci obličejů a rozpoznání reálného pozadí na obrazovce během hraní. Standardním výstupem této kamery je video o snímkové frekvenci 30 Hz, rozlišení 640 x 480 pixelů. [14]

Hloubkový senzor se skládá ze dvou hlavních částí. Jsou jimi zdroj IR záření a IR snímač. Zdrojem IR záření je laser, který promítá síť bodů ve směru zorného pole kamery. [13] Na základě záření, které se odráží od objektů ve scéně, detekující monochromatickým CMOS senzorem, je vytvořena hloubková mapa, která upřesňuje vzdálenost jednotlivých objektů, resp. jejich povrchů od snímače.[1] Hloubková mapa prochází procesem zpracovávání procesorem Primesense.

Rozlišovací schopnost je velmi přesná, u osy která určuje vzdálenost od senzoru přibližně jeden centimetr, u os X a Y se dokonce pohybuje u milimetrů.[1] Snímky jsou generované ve VGA rozlišení s 16 bitovou hloubkou při frekvenci 30 Hz. Senzor Kinect je dále vybaven čtyřmi mikrofony. Ty jsou připevněny na spodní straně těla senzoru, tři jsou umístěny na levé straně, poslední zbývající na pravé. Mikrofony umožňují rozpoznat různé hlasy mezi jednotlivými uživateli. Výstupem u každého z mikrofónů je zvukový kanál o parametrech 16 kHz, 16bit. Kinect je také vybaven malým servomotorem, který je schopen naklonit tělo Kinectu až o 27° ve vertikální rovině a to v obou směrech, tedy nahoru a dolů.[14]

Srdcem Kinectu je čip PS1080 SoC3. Uvnitř čipu se nachází integrována extrémně paralelní výpočetní logika přijímající infračervený obraz s kódovanou informací na vstupu, ze kterého vypočítává hloubkový obraz scény ve VGA rozlišení. Čip není závislý na výkonu procesoru cílového zařízení, neboť veškeré procesy jsou vypočítávány přímo na PS1080. Zařízení má odběr 12W, což klasický USB port není schopný dodat, je tedy zapotřebí používat pro připojení k PC dodávaný adaptér.[1]

### 4.1.2 PrimeSensor

Microsoft Kinect je postaven na referenčním designu PrimeSensor (Obr. 4.2). Toto řešení se skládá jak ze sensorové komponenty produkující obrazové a zvukové informace, tak ze softwarové komponenty, která se stará o zpracování snímaných dat. PrimeSense 3D Sensor je referenční zařízení, které umožňuje počítači vidět a slyšet svět ve třech dimenzích a dílčí obrazové i zvukové vstupy spojit za pomoci softwarové komponenty do výsledného obrazu obdobnému způsobu, jako to dělají lidé. Výstupem 3D senzoru je hloubková mapa. Hloubkovou mapu lze popsat jako obraz, v němž každý pixel nese informaci o vzdálenosti objektu od samotného senzoru. [1]

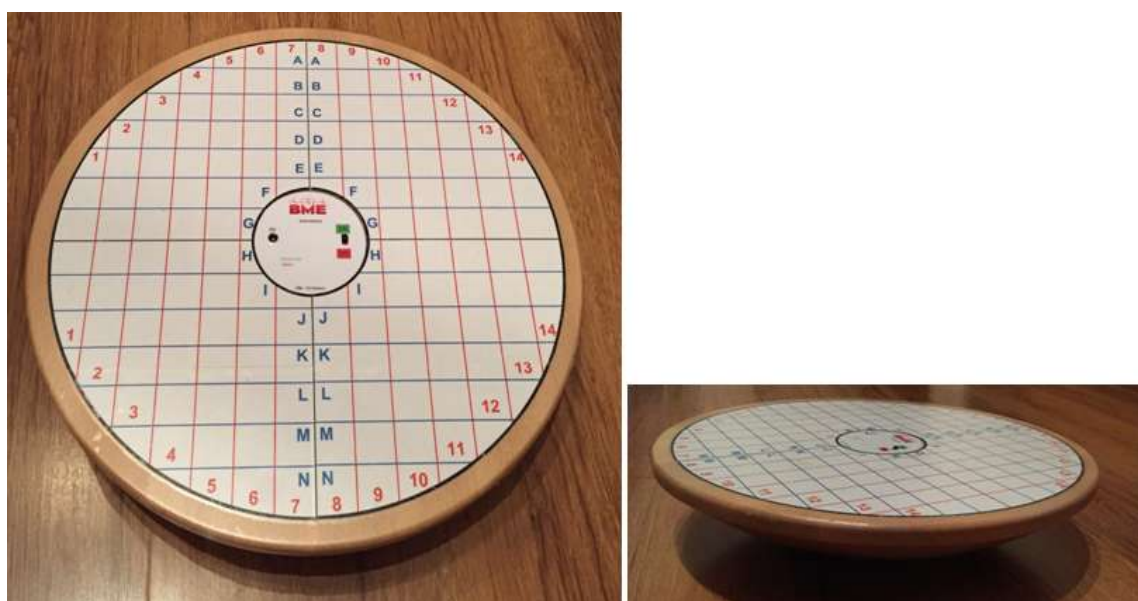


Obr. 4.2 Senzor Primsense [15]

## 4.2 Kruhová úseč

Jak vyplývá ze zadání mé bakalářské práce, mým úkolem je měření pohybů při rehabilitaci na rehabilitační pomůcce. Jako rehabilitační pomůcku jsem si vybral kruhovou úseč, v některých literaturách též popisovanou jak kulovou úseč (Obr. 4.3).

Jedná se o dřevěnou pomůcku, která je při cvičení položena svou válcovou plochou na zemi, přičemž pacient při cvičení stojí na rovné ploše. Základním prvkem cviku je zvládnutí rovnováhy. Kruhová úseč, na rozdíl od válcové úseče, která slouží k snadnějšímu cvičení, umožňuje pohyb ve všech směrech a tedy cvičení na ni je složitější. [4]



Obr. 4.3 Kruhová úseč

## **5 Akcelerometr**

Akcelerometr je senzor měřící vibrace, zrychlení a pozice předmětu v prostoru. Ve většině případů se jedná o integrovaný obvod, který v sobě spojuje vlastní snímací elementem s obvody dalšího zpracování signálu, které snímanou mechanickou veličinu (vibrace) převedou na elektrický signál, který se dále převede do diskrétní podoby. [12]

### **5.1 Piezoelektrické akcelerometry**

Pro základní snímací prvek se využívá piezoelektrický materiál, který působením mechanické veličiny generuje elektrický náboj, který je úměrný míře mechanického namáhání tohoto piezoelektrického materiálu. Měření náboje piezokrystalu probíhá buď přímo pomocí externích elektronických obvodů s vysokou vstupní impedancí, nebo tyto obvody převádí náboj na napěťový výstupní signál s nízkou impedancí. [12]

### **5.2 Piezorezistivní akcelerometry**

Jedná se o senzor, který využívá místo piezoelektrického krystalu piezorezistivní materiál a jeho prostřednictvím převádí sílu vzniklou urychlovanou hmotou na změnu odporu. V integrovaných piezorezistivních akcelerometrech se využívá vyleptaných měřících piezorezistivních snímačů. Piezorezistivní akcelerometry mají výhodu v tom, že umožňují měření stálé akcelerace, tzn. Je schopen měřit frekvenci od 0 Hz. [18]

### **5.3 Tepelné akcelerometry**

Tyto akcelerometry využívají princip přenosu tepla v plynu a snímání rozložení teploty v okolí zdroje tepla. Zdroj tepla ohřívá vzduch ve vzduchové komoře na konstantní hodnotu. Teplota je měřena termistory. Celý senzor je plně integrován. [12]

## 6 Bluetooth Low Energy

Bluetooth Low Energy (BLE) je vysoce energeticky účinné komunikační rozhraní krátkého dosahu. Je koncipován tak, aby zařízení běžící na malou baterii vydrželo komunikovat (vysílat) po dobu několika měsíců až let. [8]

Vývoj komunikačního rozhraní, které by mělo mít nízkou spotřebu, byl započat v roce 2001 tehdy pod názvem Bluetooth Smart firmou Nokia. V roce 2006 Nokia představila produkt, který fungoval mimo Bluetooth a to Wibree. Ten používal jen zlomek energie, kterou potřeboval Bluetooth, nicméně za cenu rychlosti, neboť Bluetooth byl tehdy schopen přenášet data až 3x rychleji. Po jednání Bluetooth SIG se rozhodlo zahrnout Wibree k budoucím specifikacím Bluetooth jako extra úspornou verzi, které dnes známém jako BLE.

Ačkoli BLE a klasický Bluetooth používat stejný rozsah spektra (2,400 GHz - 2,4835 GHz) v nelicencovaném frekvenčním pásmu ISM, používají různé sady kanálů. BLE používá jen 40 rádiových kanálů o šířce 2MHz, zatímco klasický Bluetooth používá 79 rádiových kanálů, přičemž šířka jednoho kanálu je 1MHz. Za účelem zmírnění rušení způsobené přelínými pásmy, používají obě verze techniku zvanou Frequency Hopping, tedy techniku, kdy dochází ke skokové změně nosného kmitočtu na jiný kanál, metoda Frequency Hopping se liší jen v maličkostech. Aby se zabránilo rušení s Wi-Fi, jsou k dispozici tři RF kanály, které jsou umístěny v různých částech spektra.[8]

Bluetooth Low Energy spotřebovává v porovnání s klasickým bluetooth pouze 10% energie, což je jeho hlavní předností. Je třeba vzít ale v potaz, že snížené nároky na spotřebu energie sebou přináší také ústupky na poli rychlosti, kdy se snížila až na jednu třetinu původní rychlosti. Za zmínku také stojí kratší vzdálenost dosahu, která se zkrátila na polovinu. Níže uvádím podrobnější tabulku srovnání

Technical specification	Classic <i>Bluetooth</i> technology	<i>Bluetooth</i> low energy technology
Radio frequency	2.4GHz	2.4GHz
Distance/Range	~10-100 meters	~10-100 meters
Symbol rate	1-3Mbps	1Mbps
Application throughput	0.7 – 2.1Mbps	305kbps
Nodes/Active slaves	7	Unlimited
Security	56 to 128 bit	128-bit AES
Robustness	FHSS	FHSS
Latency (from not connected state to send data)	100+ ms	<6ms
Government regulation	Worldwide	Worldwide
Certification body	Bluetooth SIG	Bluetooth SIG
Voice capable	Yes	No
Network topology	Point-to-point, scatternet	Point-to-point, star
Power consumption	1 (reference value)	0.01 to 0.5 (use case dependent)
Service discover	Yes	Yes
Profile concept	Yes	Yes
Primary use cases	Mobile phones, headsets, stereo audio, automotive, PCs etc.	Mobile phones, gaming, PCs, sport & fitness, medical, automotive, industrial, automation, home electronics etc.

Obr. 6.1 Tabulka srovnání BLE a Bluetooth[22]



## 7 Rehabilitace

Rehabilitace je historicky používaný pojem širokého významu. V současnosti se používá koncepce ucelená rehabilitace. Jedná se o vzájemně provázaný, koordinovaný a cílený proces. Základní náplní je maximálně minimalizovat přímé i nepřímé důsledky trvalého nebo dlouhodobého zdravotního postižení jednotlivců s cílem jejich optimálního začlenění do společnosti.

Léčebná, medicínská rehabilitace je nedílnou součástí zdravotní péče a zahrnuje soubor rehabilitačních, diagnostických, terapeutických a organizačních opatření směřujících k maximální funkční zdatnosti jedince a vytvoření podmínek pro jeho dosažení.[4]

### 7.1 Hluboký stabilizační systém

Hluboký stabilizační systém páteře (HSSP) představuje svaly, svalovou souhru, která zabezpečuje stabilizaci páteře během všech našich pohybů. Aktivace svalů HSSP je zahájena i při jakémkoli zatížení (tedy stojí, sedu atd.), nebo při každém cíleném pohybu horních a dolních končetin. Jejich zapojení do stabilizace páteře je automatické a děje se již při pouhé představě pohybu.[11]

HSSP plní významnou roli v ochraně páteře proti působícím silám, zátěžím a náporům na struktury páteře. Pro udržení těla v gravitačním poli (tedy udržení rovnováhy při působení gravitace) i pro jakýkoli pohyb nejen horními či dolními končetinami potřebujeme zapojit svaly HSSP a zastabilizovat páteř a trup. Poruchy hlubokého stabilizačního systému svalů jsou důležitým faktorem při vzniku vertebrogenních obtíží. Zatímco cílený pohyb kontrolujeme, reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky, bez našeho ovlivnění a uvědomění. [9]

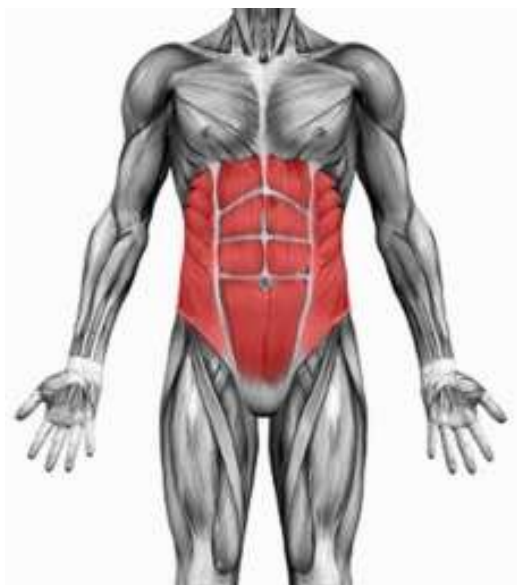
Hluboký stabilizační systém trupu a páteře jsou svaly, které se podílejí na udržení trupu vůči gravitační síle Země ve vzpřímeném postavení a během všech aktivit při chůzi, běhu, stojí a sedu.



Obr. 7.1 Svalová kostra člověka [10]

Funkcí Hlubokého stabilizačního systému je přesné postavení hlavy, páteře a jejích kloubů a pánve vůči sobě. Koordinace těchto svalů umožňuje přesné nastavení a optimální tlak v kloubech mezi lebkou a prvními obratli, v průběhu páteře je tlak optimalizován ve skloubeních žeber vůči páteři, jednotlivých obratlů nad sebou v meziobratlových ploténkách, dále je koordinací svalů optimalizován tlak a postavení přechodu páteře a pánve a lopat kostí kyčelních vůči kosti křížové a kostrči. Aktivace svalů Hlubokého stabilizačního systému je automatická, a tím plní ochrannou funkci proti zátěži na strukturu trupu a páteře. Pokud dojde k poruše souhry těchto svalů, dojde ke svalové dysbalanci (stav, kdy svaly působící vzájemně proti sobě - flexor a extenzor v nerovnováze)[19] a následně k vertrogenním potížím (bolesti zad, výhřez meziobratlové ploténky, blokády jednotlivých úseků páteře ...). Pokud jsou svaly Hlubokého stabilizačního systému dysfunkční, funkci za ně přeberou svaly povrchové, které nedokážou přesné nastavení v jednotlivých kloubech páteře, vzniká zde svalové napětí, bolesti a blokády. Čím více práce přebírají povrchové dlouhé polysegmentální svaly (dlouhé, povrchové svaly), tím více ztrácí funkčnost hluboké svaly a vzniká tak začarovaný kruh.[10]

### 7.1.1 Svaly hlubokého stabilizačního systému trupu a páteře



Obr. 7.2 Svaly hlubokého stabilizačního systému[16]

- příčný sval břišní (musculus transversus abdominis)
- krátké svaly v nejhlubší vrstvě podél páteře (musculi multifidi)
- svaly pánevního dna (diaphragma pelvis)
- bránice (diaphragma)

K nejefektivnějšímu zapojení těchto svalů dochází tehdy, když se pánev spolu s páteří nachází v neutrální poloze (ani podsazená, ani vysazená) a všechny svaly jsou zapojeny koordinovaně (současně) přibližně silou 30% jejich maximální možné kontrakce. Správná aktivace Hlubokého stabilizačního systému je důležitá během všech každodenních aktivit ať v sedavém zaměstnání, tak při náročném sportovním výkonu. [10]

## 7.2 Senzomotorická stimulace

Cílem senzomotorické stimulace je obnovit již zvládnutý pohyb, který mozek přestal automaticky používat. Můžeme zde zařadit např. poranění kloubu a následnou ochablost kloubu přilehlého svalu. Senzomotorická stimulace se tedy pokouší o navrácení koordinace mezi kloubem a svaly.

V současné době se tato technika používá při terapii pohybového aparátu, především svalů stabilizačních. Individuálním přístupem je potřeba zvolit základní cviky, ty jsou po korektním provedení postupně svou náročností těžší. Pokud pacient zvládne i ty nejnáročnější cviky, které slouží k úpravě poruch pohybového aparátu, měl by poté využít těchto poznatků a zužitkovat je i v normálním životě.

Hlavními cíli senzomotorické stimulace jsou:

- zlepšení svalové koordinace
- zrychlení nástupu svalové kontrakce pomocí aktivace proprioreceptorů vyvolané změnou postavení v kloubu
- ovlivnění poruch propriorecepce doprovázejí neurologická onemocnění
- úprava poruch rovnováhy
- zlepšení stabilizace trupu ve stoji a chůzi - začlenění nových pohybových programů do sportovního tréninku či běžných denních aktivit

Příklady terapeutického využití senzomotorické stimulace: chronická i funkční nestabilita hlezenního kloubu, hypermobilita pohybového aparátu, poruchy rovnováhy, prevence pádů u seniorů aj.

## 7.3 Rehabilitace s kruhovou úsečí

Ve fyzioterapii je kulová úseč nejvíc používaná jako cvičební pomůcka hlavně při poúrazových stavech dolních končetin (kolena, kotníky), při léčbě plochých nohou a k nápravě vadného držení těla. Cvičení na kulové úseči přispívá ke správné centraci kloubů a nastavení správného stereotypu chůze. Postupuje se od distálních částí proximálně, tzn., začíná se korekcí chodidla, kde nacvičujeme malou nohu, dále pak korigujeme koleno, pánev, hlavu a ramena. [5]

### 7.3.1 Nácvik malé nohy

Jedná se o speciální cvičení s cílem zvýšení aference nohy, kdy pacient přitahuje přednoží a patu k sobě, přičemž dochází k podpoře podélné klenby a současně přitažením hlaviček metatarsů k sobě i k formování příčné klenby. Hlavička 1. a 5. metatarsu přitom zůstává na podložce, stejně tak prsty jsou volně položené. Při cvičení dochází k dráždění a aktivaci proprioreceptorů ze svalů a drobných kloubů nohy. S nácvikem „malé nohy“ je vhodné začínat vsedě, po té přecházíme do vyšších pozic. V sedu a následně i ve vyšších polohách je vždy nutná posturální korekce pacienta terapeutem.

Ke správnému a účinnému cvičení na labilních plochách je třeba dodržovat určitá pravidla a zásady:

- všechny cviky musí být nejprve prováděny na pevné podložce (zemi), až po jejich dokonalém zvládnutí přidávat labilní plochy;
- dodržovat bezpečnost – mít dostatek prostoru kolem balanční plochy a cvičit v prostředí, kde nehrozí úraz;
- cvičí se vždy nejdříve naboso – z plosky nohy je tak lepší aferentace, lepší kontrola kvality pohybu a cvičení je bezpečnější;
- při cvičení klást důraz na nácvik správného stoje – korekce držení těla začíná od distálních částí těla a postupuje proximálně (nejdříve se korigují nohy, kolena, pánev, hlava, krk a ramena);
- všechny dynamické pohyby cvičit plynule a kontrolovaně;
- počty opakování individuálně přizpůsobit dle úrovně kondičních a koordinačních schopností jednotlivce, výdrže v jednotlivých balančních polohách jsou od 5-10 sekund, pro správný efekt je nutné cvičit pravidelně;
- cvičení by nemělo vyvolávat bolest ani fyzickou nebo psychickou únavu;
- cvičení ukončit při prvních známkách únavy, která se projeví nejčastěji poruchou koordinace svalů nebo zhoršením kvality držení těla. [17]

### 7.3.1.1 Cviky

1) Nácvik rovnováhy u pevné opory. Chodidla rovnoběžně uprostřed kruhové úseče, mírně od sebe, kolena v mírné semiflexi. Vzpráhované držení těla, mírně náklon vpřed, tím dochází k aktivaci svalů nohy.

2) Stoj, poloha stejná, kolena mírně rotovaná zevně. Nohy postavíme na zevní hranu chodidla – dojde k aktivaci svalů podélné nožní klenby.

3) Stoj, poloha stejná jako v prvním případě. Nácvik rovnováhy bez opory.

4) Přenášení váhy

4.1) Stoj u pevné opory, začínáme nácvikem předních a zadních půlkroků, přenášení váhy těla vpřed a vzad.

4.2) Stoj u pevné opory, chodidla rovnoběžně uprostřed kruhové úseče, mírně od sebe, kolena v mírné semiflexi, kdy se budeme snažit obkroužit kolem osy úseče.

4.3) Stoj bez pevné opory, začínáme nácvikem předních a zadních půlkroků, přenášení váhy těla vpřed a vzad.

4.4) Stoj bez pevné opory, chodidla rovnoběžně uprostřed kruhové úseče, mírně od sebe, kolena v mírné semiflexi, kdy se budeme snažit obkroužit kolem osy úseče.

Čeho se při provádění cviků vyvarovat:

- příliš rychlé pohyby
- vtočení kolen

Čeho cvičením docílíme:

- posílení svalů DK (hlavně vastus medialis)
- aktivace HSS

5) Nácvik výpadů začínáme nácvikem ve stoji rozkročném pravá/levá noha vpřed, kdy úseč je pod přední DK. Špička přední DK směřuje vpřed, koleno v mírné zevní rotaci a semiflexi.

6) Nácvik výpadu – výstup na úseč. Z korigovaného stoje se cvičenec předkloní dopředu, až přepadne na jednu (předem zvolenou) DK. Dopad musí být zvládnutý – výpadová noha mírně pokrčená a rotovaná zevně, trup v prodloužení zadní DK.

7) Nácvik výpadu – výstup na úseč. Z korigovaného stoje se cvičenec předkloní dopředu, až přepadne na jednu (předem zvolenou) DK. Dopad musí být zvládnutý – výpadová noha mírně pokrčená a rotovaná zevně, zadní DK do flexe před tělo.

8) Dřepy - chodidla rovnoběžně uprostřed kruhové úseče, mírně od sebe, kolena zevně, v mírné semiflexi. Vzpřímené držení těla, mírně náklon vpřed, tím dochází k aktivaci svalů nohy.

Čeho se při nacvičování výpadů vyvarovat:

- koleno vykročené DK se vtáčí dovnitř
- nesprávné postavení trupu

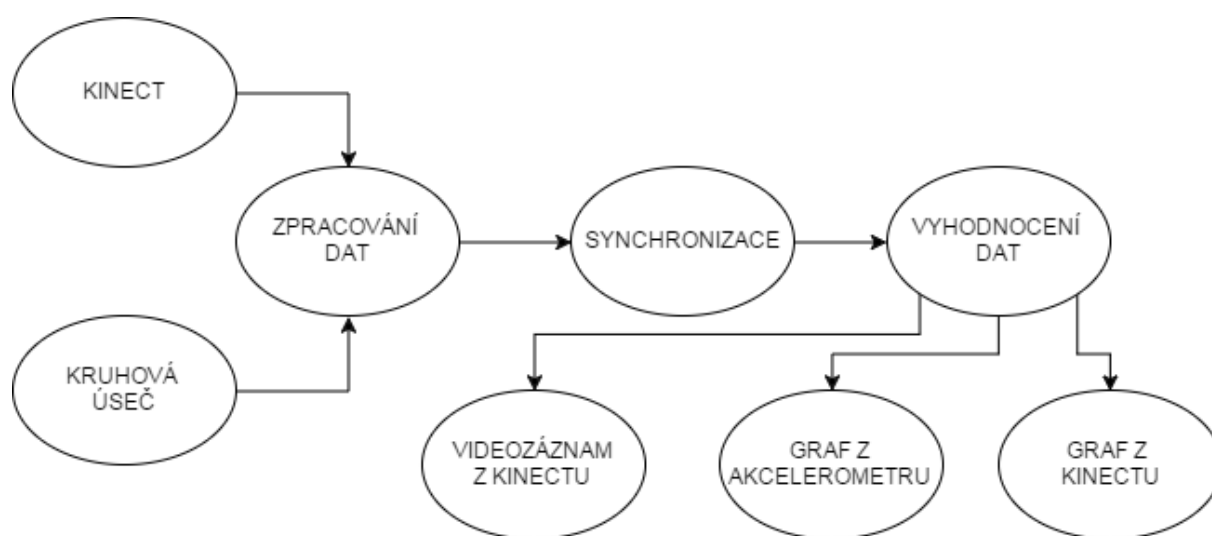
Čeho cvičením docílíme:

- posílení svalů DK
- centrace kloubů DK
- nácvik stability
- aktivace HSS

## 8 Návrh praktické části

Cílem této bakalářské práce je vytvoření aplikace, která umožní sledovat pohyby člověka při rehabilitačním cvičení. Pro zaznamenávání pohybů je použit systém Kinect a akcelerometr MPU 9250.

Na začátku řešení této práce jsem si sestrojil schéma, které by mělo představovat, jak by měla a mohla výsledná aplikace pracovat, a co by mělo být výstupem práce, čímž jsem se odrazil k vypracování a naprogramování výsledné aplikace (Obr. 8.1 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**). Pro realizace výsledné aplikace je zvoleno vývojové prostředí Visual Studio společnosti Microsoft a programovací jazyk C#.



Obr. 8.1 Prvotní schéma aplikace

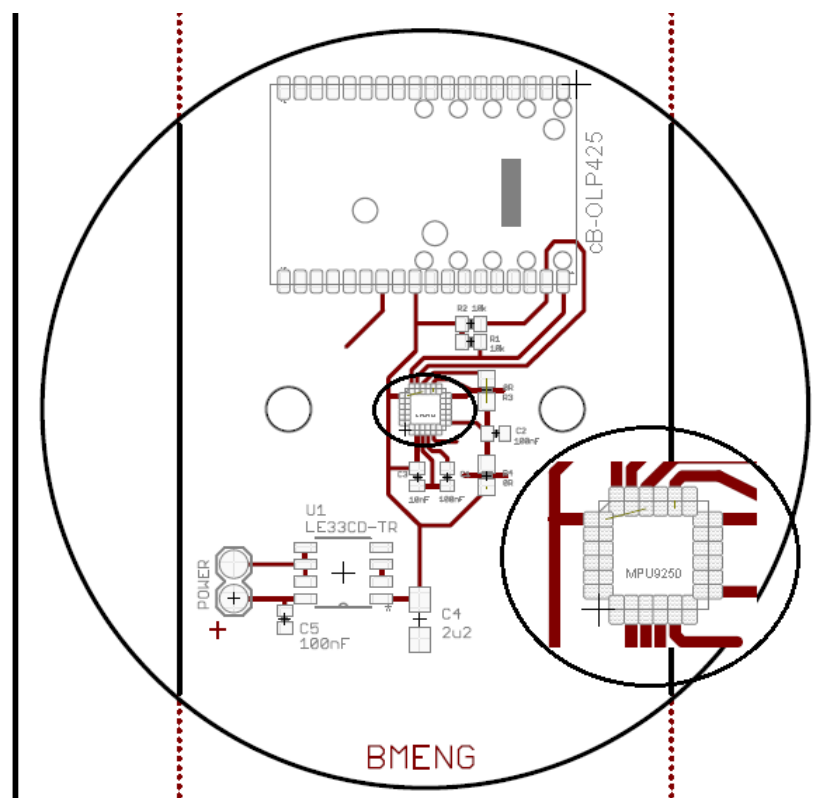
Při rehabilitačním cvičení na kruhové úseči byly jako nejdůležitější body k monitorování zvoleny klouby dolních končetin, přesněji řečeno kolena a kyčle a bod, který je označen jako páteř a jeví se jako předpokládané těžiště člověka.

Po seznámení se s možnostmi měřicího systému Kinect jsem dospěl k závěru, že tímto systémem není možné určit těžiště člověka, neboť těžiště se nenachází na povrchu lidského těla, ale „uvnitř“. Z tohoto důvodu bylo tedy upuštěno od záměru zjištění pozice těžiště a dále se v této práci počítá s tím, že těžiště představuje bod, který je označen jako „Spine“. Po tomto zjištění jsem od vedoucího práce Doc. Ing. Martina Černého, Ph.D. obdržel kruhovou úseč a desku plošných spojů s napájeným akcelerometrem MPU 9250 a schéma zapojení (Obr. 8.3), podle kterého jsem napájel chybějící součástky. S takto napájeným senzorem byla započata další část práce.



Obr. 8.2 ConnectBlue Olp 425i-16

Komunikaci s akcelerometrem zajišťuje modul Ublox CconnectBlue Olp 425i-16 (Obr. 8.2), který komunikuje s PC skrz bezdrátovou komunikaci Bluetooth Low Energy. Jako přijímač při spojení s PC je používán USB Dongle od firmy Texas Instruments, viz **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..** Pro komunikaci s akcelerometrem je potřebný program BTool od společnosti Texas Instruments. Tato aplikace je nezbytná ke zjištění jednoznačného identifikátoru síťového zařízení, tzv. MAC adresy. Tento údaj lze dohledat právě v aplikaci BTool pomocí komunikačního protokolu, který je součástí přílohy (zde). Pomocí této aplikace byly také provedeny prvotní testy pro ověření správné funkčnosti akcelerometru.



Obr. 8.3 Schéma zapojení akcelerometru

Akcelerometru byl po zprovoznění implementován do kruhové úseče, což zajistil vedoucí této bakalářské práce pan Doc. Ing. Martin Černý, Ph.D. a následně jsem začal s pomocí MS Kinect a kruhové úseče vybavenou akcelerometrem vyvíjet a programovat. Aby výsledná měření byla korektní, bylo nutné se též seznámit s datasheetem akcelerometru MPU 9250, který je volně dostupný na

**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, kde se nachází veškeré informace o senzoru, jakými jsou např. citlivost či rozsah.

Výsledným řešením této bakalářské práce by měla být aplikace, která dokáže vykreslit naměřená data z obou měřících zařízení, tedy Kinectu a akcelerometru. Aplikace by též měla uživateli umožnit exportování těchto naměřených dat pro jejich další zpracování.



## 9 Řešení

Výsledným řešením této práce je aplikace, která za pomoci systému Kinect a akcelerometru umožňuje sledovat a zaznamenávat pohyby člověka během cvičení. Senzor Kinect dokáže rozeznat lidskou postavu a přiřadit ji virtuální kostru člověka a díky tomu tato aplikace dokáže monitorovat pohyby jednotlivých kloubů. Akcelerometr, který je implementován v dřevěné kruhové úseči, umožňuje určit, zda osoba stojící na kruhové úseči dokáže udržet stabilní postavení. Tato aplikace tedy poskytuje sledování důsledků pohybů na stabilitu během provádění cviků na kruhové úseči.

V této části bakalářské práce je rozebrán zdrojový kód aplikace, přičemž jsou zde popsány jen významnější části kódu. Celý zdrojový kód s komentáři je součástí přílohy (zde) Dále je zde rozebráno uživatelské prostředí, ovládání aplikace a podrobné popsání všech grafů.

### 9.1 Uživatelské prostředí

Aplikace je primárně rozdělena na dvě části, a to část, kde se vykreslují video a grafy z Kinectu a na část, kde se zobrazuje aktuální pozice akcelerometru a následné vykreslení do grafu. **(Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.)**

V základním vzhledu aplikace není možné vidět graf pro vykreslení aktuální pozice ve formě balónku, který se pohybuje na virtuální ose, neboť tento graf se zobrazí, až po detekci lidské postavy Kinectem, což je patrné v kapitole Test.



Obr. 9.1 Uživatelské prostředí aplikace

Aplikace je vybavena tlačítky, která slouží k inicializaci Kinectu a akcelerometru a zahájení měření. Vzhledem k tomu, že systém Kinect v této práci využívám primárně jako kameru, využívám tak jeho vlastnost zaznamenávat video a proto součástí vyvinuté aplikace jsou také tlačítka k nahrávání a ukončení nahrávání videa a následného exportu do formátu .avi. Jelikož je nastavování kamery zdlouhavé a zdržující je aplikace vybavena vertikálním posuvníkem, který nastavuje sklon kamery a

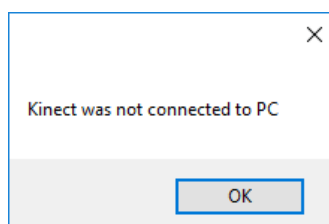
tudíž stačí, aby kamera zachytila alespoň část osoby stojící před Kinectem a tímto posuvníkem následně upravila sklon tak, aby byla v obraze celá. Další funkcí této aplikace je export naměřených dat do formátu .csv. Export se provádí ve dvou fázích, a to zvlášť exportem dat z Kinectu a zvlášť z akcelerometru a výsledkem jsou tedy dva .csv soubory, které je nutno pojmenovat a uložit do příslušné složky. Další zpracování je možno např. v MS Excel nebo v Matlabu. Výhodou je také možnost zpětného importu naměřených dat do aplikace. Tyto data se opět vloží do připravených grafických oken a je v nich možno zpětně listovat. Na hlavním grafickém panelu všech grafů je zobrazeno vždy posledních dvacet naměřených hodnot a zbylé se posouvají mimo za grafické okno.. Součástí každého grafu je tedy posuvník, který umožňuje procházet celý záznam měření. Mezi všemi grafy funguje propojení tohoto posouvacího systému, tedy pokud se posuvník pohne na jednom grafu, proběhne zároveň synchronizace se všemi posuvníky a ty se tedy nastaví na stejnou hodnotu. Totéž funguje také ve funkci zoom, kde se využívá zoomu osy x, což znamená, že je umožněno přiblížit vždy část naměřených dat podle osy x.

## 9.2 Spuštění a ovládání aplikace

Pro spuštění aplikace je nutné, aby v počítači, ve kterém bude aplikace používána, byly nainstalovány ovladače pro MS Kinect. Jedná se o KinectDeveloperToolkit - v.1.8, který je ke stažení zde a Kinect SDK – v.1.8, ke stažení zde. Po instalaci těchto ovladačů aplikace funguje bez jakýchkoliv omezení. Dále je nutné, aby bylo možné k počítači připojit přes USB konektory zařízení Kinect a USB Dongle od firmy Texas Instruments, který slouží pro bezdrátovou komunikaci s akcelerometrem. V této práci je použit USB Dongle model CC2540.

Před spuštěním je nutné zjistit, ve kterém sériovém portu je USB Dongle připojen, neboť aplikace je primárně nastavena, že Dongle je připojen v sériovém portu COM 3, pokud je Dongle připojen v jiném komunikačním vstupu, je nutné jej nastavit. Nastavení příslušného portu se provádí ve složce Kinect.exe, typ složky : XML Configuration File. K otevření tohoto souboru není nutné instalovat žádné speciální programy, stačí k tomu jakýkoliv textový editor, např. poznámkový blok, ve kterém je nutné přepsat hodnotu, tedy číslo sériového portu, ve kterém se Dongle v daném zařízení nachází, viz **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, který znázorňuje oddíl, ve kterém se hodnota přepisuje a poté je nutné soubor uložit. Toto nastavení lze také uskutečnit v samotném vývojovém prostředí, viz **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**Obr. 9.2.





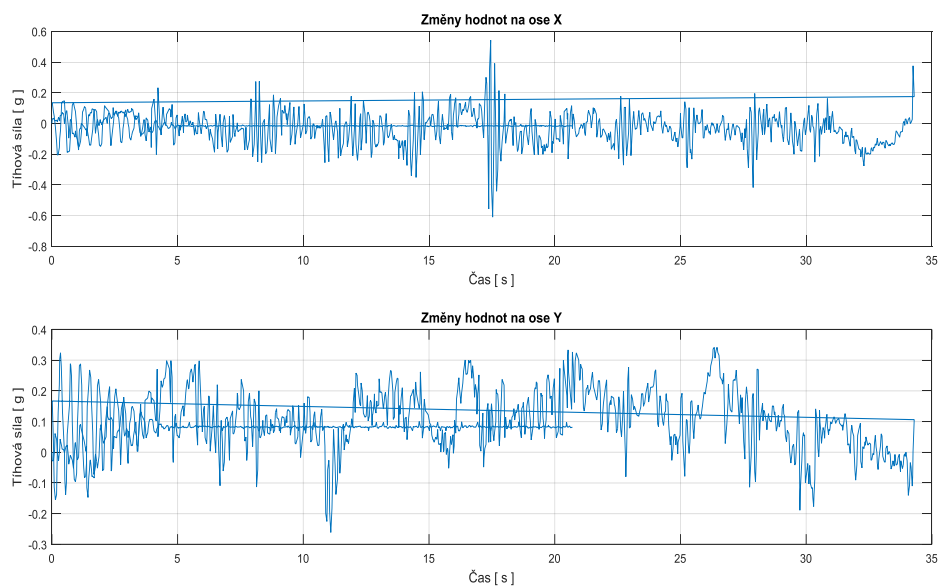
**Obr. 9.4 Chybné připojení Kinectu**

Pokud dojde k chybnému připojení Dongle, existuje několik situací, které mohou nastat. Může nastat situace, kdy je špatně nastaven port, ve kterém je připojen Dongle, dále také může nastat situace, kdy bude pro připojení USB Dongle nastaven sériový port, který v PC neexistuje, neboť každé zařízení je vybaveno různým počtem portů. Poslední situací, která může nastat a aplikace nebude schopna provozu je, kdy Dongle není připojen k PC vůbec. V těchto případech dojde k otevření okna s obdobnou zprávou jako v případě Obr. 9.4.

Jakmile jsou k PC připojeny všechny potřebné zařízení, aplikace po stisknutí tlačítka „Start Kinect“ povolí užívání tlačítka „Start“. Po stisknutí tohoto tlačítka dojde k načtení obrazu z kamery, a Kinect začne hledat v obrazu známý obrys, kterým je pro něj lidská silueta. Od této chvíle je zpřístupněno vertikální polohování Kinectu pro dokonalý záběr. Jakmile se před kameru postaví osoba, Kinect ji detekuje a přiřadí ji virtuální kostru včetně kloubů a ihned začne měření pohybů. Zároveň s touto akcí se pod videem zobrazí graf ve tvaru kříže se třemi, různě velkými kružnicemi, které představují úhly naklonění, viz podkapitola Popis grafů z akcelerometru. Souběžně s výše zmíněnými akcemi dochází též k okamžitému vykreslení všech grafů, jejichž funkce jsou popsány v kapitole Popis grafů.

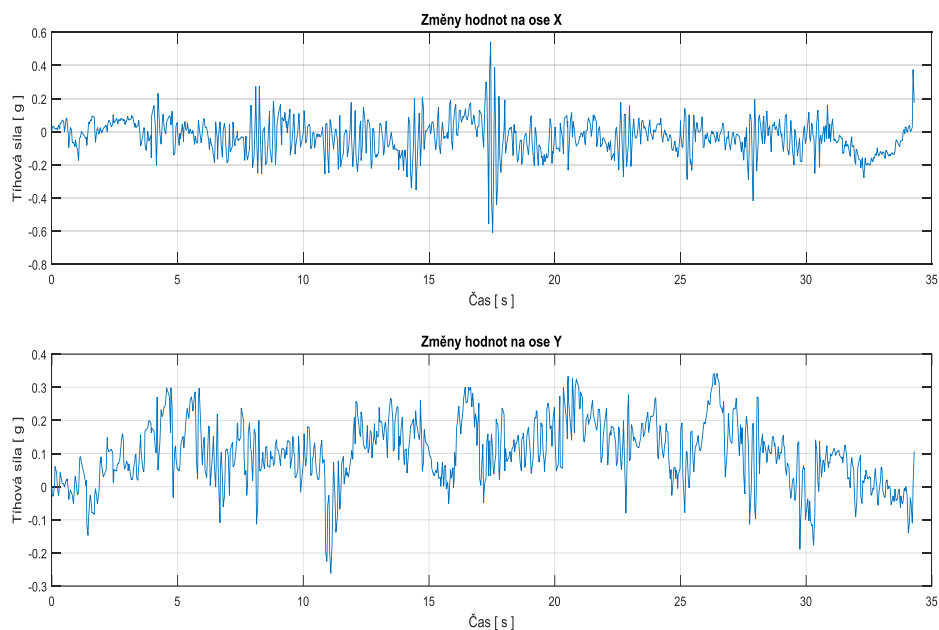
Aplikace umožňuje nahrávání videa, a to buď celého cvičení, nebo jen jeho částí, dle preferencí uživatele. Nahrávání videa se spouští stisknutím „Start recording“, od této chvíle je obraz zaznamenáván až do chvíle, kdy uživatel nezvolí konec nahrávání, a to tlačítkem „Stop recording“. V této chvíli je video připraveno k uložení, které se provádí funkcí „Save recorded image“. Touto akcí je uživatel přesměrován do ukládací nabídky, kde se vkládají potřebné informace, tedy místo uložení a název souboru.

Měření se ukončuje stiskem tlačítka „Stop“. Po kliknutí na toto tlačítko dojde k zastavení načítání grafů, ale zařízení Kinect a akcelerometr dál stále běží a odesílají data. K vypnutí těchto zařízení je nutné zvolit funkci „Stop Kinect“. Ukládání dat z grafů se provádí ve dvou fázích, neboť data z akcelerometru se ukládají do odlišného souboru než data z Kinectu. Stiskem tlačítka „Export accel data“ dojde k přesměrování uživatele do ukládací nabídky, kde se musí přiřadit potřebné informace, jakými jsou název souboru a místo uložení. Ukládání dat k Kinectu se provádí stejným postupem. Pokud uživatel zvolí uložení dat v době, kdy ještě neprovede ukončení měření tlačítkem „Stop“, výsledná data budou uložena tak, aby bylo možné rozpoznat, kdy zvolil uživatel uložení dat, tedy jakmile data uloží, dojde k opakovanému nastartování měření a ve výsledná data budou v průběhu měření rozdělena nenavazující časovou osou a výsledný graf nebude správně vykreslen.



Obr. 9.5 Neukončené měření - nesprávné vykreslení

Na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.5** lze pozorovat, že po zvolení uležení dat bez předchozího ukončení se naměřené hodnoty z akcelerometru začaly znovu přiřazovat od počátku měření ( $T = 0$ ). Tato uložená data však nejsou nekorektní. Před zpracováním však musí být tyto data odfiltrována, nebo jednoduše smazána ve výsledném .csv souboru. Odstraněním těchto dat nedojde ke znehodnocení výsledků výsledným grafickým zobrazením je již korektní křivka průběhu cvičení, viz **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.6**.



Obr. 9.6 Odfiltrované hodnoty - správné vykreslení

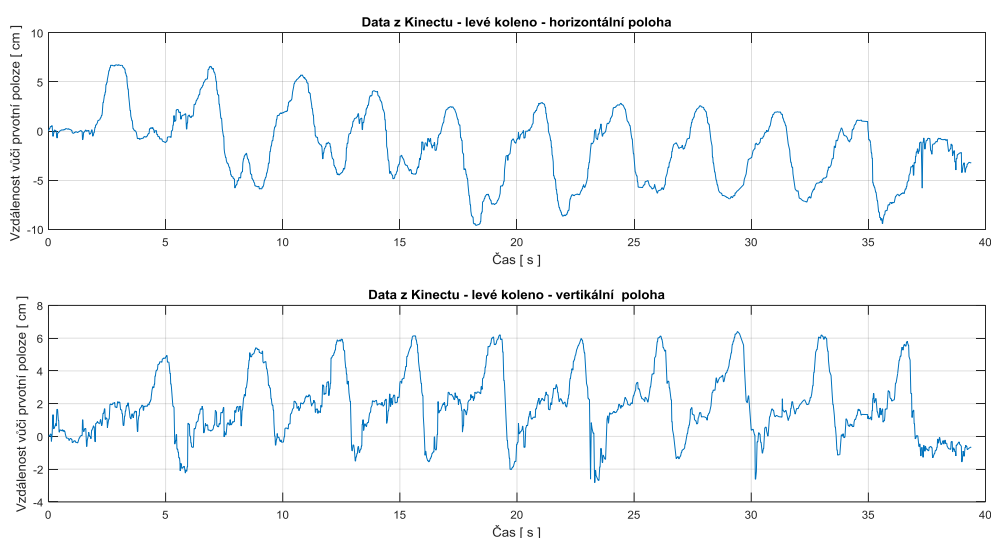
Aplikace umožňuje uživateli také nahrání těchto dat zpět do grafů v této aplikaci. Přes funkci „Import Kinect data“ a „Import accel data“ dojde k vykreslení dat, které byly z této aplikace uloženy.

## 9.3 Popis grafů

Jak je popsáno výše, aplikace je primárně rozdělena na dvě části, a to na část zpracování dat z Kinectu a na část zpracování dat z akcelerometru, a proto také rozdělím popis grafů na tyto dva oddíly.

### 9.3.1 Popis grafů z Kinectu

Na základě videa, ve kterém se po detekci lidské siluety vykreslí virtuální kostra člověka a jeho klouby, dojde k zaznamenávání pohybů zvolených kloubů. V uživatelském prostředí tedy lze pozorovat pohyby kolen, kyčlí a oblasti, kterou lze považovat za těžiště člověka. Kinect tedy poskytuje pět grafů, ze kterých lze vyčíst tytéž hodnoty.

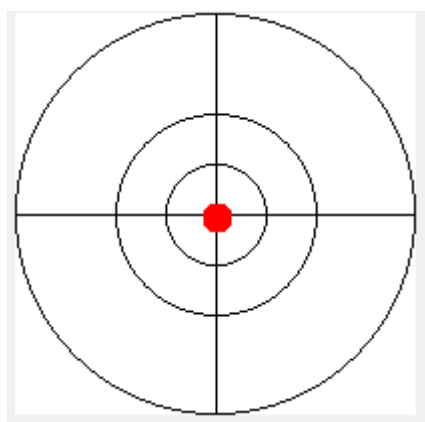


Obr. 9.7 Vykreslení dat z Kinectu

Jak je patrné na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.7**, Kinect zaznamenal prvotní pozici osoby, která prováděla cvičení, a od této chvíle monitoroval její pohyb. Tyto grafy vykreslují data z měření cvičení přenášení váhy, tedy kde se figurant snaží úsečí přenášet váhu do všech čtyř stran. Vrchní graf vykresluje pohyb levého kolene v horizontální pozici a lze z něj vyčíst, že vodorovné poloze docházelo k periodickému opakování pohybů, zatímco na spodním grafu, který taktéž vykresluje data levého kolene, ale z vertikální polohy, a taktéž lze pozorovat periodické hodnoty. Všechny grafy, které vychází z měřených dat z Kinectu jsou koncipovány stejně, tedy že osa x představuje čas v sekundách a osa y představuje pohyb v centimetrech. Jedná se o pohyb, který byl vykonán oproti prvotní pozici, kterou Kinect zaznamenal. Při čtení těchto dat je nutné si uvědomit, jak MS Kinect funguje, protože vykreslování dat probíhá zrcadlově, tzn., pokud osoba stojící před senzorem provede pohyb dolů, Kinect jej zakreslí jako pohyb do kladných hodnot a naopak pokud dojde k pohybu vzhůru, bude tento pohyb ve výsledném grafu vykreslen v záporných hodnotách. Pokud bude proveden pohyb na horizontální ose na pravou stranu, projeví se jako záporné hodnoty a při pohybu na opačnou stranu se projeví jako hodnoty v kladných číslech.

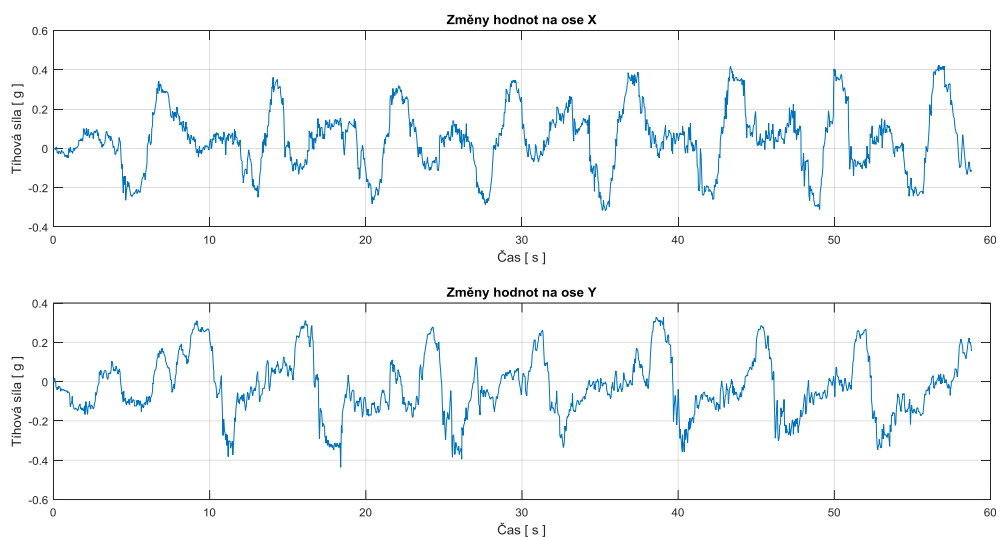
### 9.3.2 Popis grafů z akcelerometru

Akcelerometr poskytuje informace o naklonění. Jeho výsledné hodnoty mohou být stupně [  $^{\circ}$  ], nebo tíhová síla [ G ]. Pro znázornění je tedy k dispozici graf, který zaznamenává tíhovou sílu, a vykresluje její hodnotu v ose x a v ose y. Data z tohoto grafu mohou být následně exportována do souboru .csv a může se s nimi dále pracovat dle potřeby. Pro grafické znázornění v reálném čase slouží obrázek, ve kterém dochází k vykreslení balónku, který znázorňuje zobrazení úhlu naklonění a ke kopírování pohybů kruhové úseče. K lepšímu znázornění úhlů naklonění jsou součástí grafu tři kružnice. Největší kružnice představuje úhel  $90^{\circ}$ , ten představuje situaci, kdy se úseč nakloní hranou do vertikální pozice. K této hodnotě se během cvičení ale nemůžeme ani přiblížit, neboť je nemožné se na úseči při takovém naklonění udržet. Maximální naklonění, které by měl pacient ustát je cca  $30^{\circ}$  a tuto hodnotu představuje prostřední kružnice, nejmenší kružnice představuje úhel  $15^{\circ}$ . (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**)



Obr. 9.8 Graf s pozicí akcelerometru

Na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** lze pozorovat data z akcelerometru během provádění cviku přenášení váhy. Je patrné, že během tohoto cvičení lze snadno dodržet systematiku provádění cviku a výsledkem jsou takřka periodické hodnoty. Vrchní graf představuje pohyb na x-ové ose a spodní graf pohyb na y-ové ose.



Obr. 9.9 Akcelerometrická data

## 9.4 Popis zdrojového kódu

Popis zdrojového kódu je součástí přílohy, v dokumentu Zdrojový kód, ve kterém se nachází popis a význam použitých funkcí ve formě komentářů. V této kapitole bude tedy popsána struktura zdrojového kódu, a to třída a hlavně metody.

Celou aplikaci reprezentuje jedna hlavní třída, která je nazvaná **Application**. Ta zajišťuje chod celé aplikace. Níže uvádím důležité metody této třídy.

- **SerialPortOnDataReceived** Jedná se o metodu, která slouží ke zpracování nových dat, které přicházejí ze sériového portu.
- **HandleAccelerometerMsg** Slouží ke zpracování dat z akcelerometru, které jsou již připraveny k zápisu. Slouží též k nastavení akcelerometru.
- **DrawAccelerometerBall** Metoda sloužící k vykreslení kuličky pro znázornění pozice akcelerometru v uživatelském prostředí.
- **KinectOnAllFramesReady** Je-li připraven nový snímek z Kinectu, který obsahuje data z kamery a poskytuje informace o virtuální kostře, dochází k volání této metody.
- **InitKinect** Nastavení parametrů MS Kinect, jakými jsou vyhlazení, korekce nebo poloměry pro vykreslení.
- **DrawSkeletons** Podle získaných dat z Kinectu vykreslí virtuální kostru.
- **DrawBones** Vykreslení kostí pro danou kostru.
- **DrawBone** Slouží k vytvoření jednotlivé kosti pro danou kostru.
- **ScalePoint** Přepočítá souřadnice jednotlivých bodů kostry na pítelovou pozici v obrázku.
- **UpdateImage** Metoda UpdateImage slouží k aktualizaci obrázku v GUI na základě dat z MS Kinect.
- **UpdateSkeleton** Podobná metoda jako UpdateImage. Slouží k aktualizaci jednotlivých kloubů z Kinectu.
- **UpdateCharts** Metoda sloužící k aktualizaci všech grafů v GUI podle dat z virtuální kostry.
- **UpdateChart** Používá se pro vložení dat do grafů v GUI a zároveň posouvá pohled na grafy na posledních n hodnot.
- **Clear** Poskytuje vymazání všech naměřených a vykreslených dat. Nastavuje kuličku na původní pozici a připravuje aplikaci pro další používání.
- **ConnectToAccelerometer** Posílá potřebné zprávy do akcelerometru pro jeho spuštění. Slouží ke spojení se sériovým portem.
- **IEnumerable** Získává data z grafů v .csv formátu z jednotlivých měřených kloubů

Na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.0.** je zobrazena část zdrojového kódu aplikace, který slouží ke komunikaci s akcelerometrem, kde řešena problematika se čtením příchozích dat a jejich dělení podle odlišovacích znaků. Dále se zde nachází nastavení akcelerometru, převod příchozích dat do



binární soustavy a pro určení orientace dochází k oddělení prvního bitu, který reprezentuje identifikátor právě pro určení orientace.

```
private void HandleAccelerometerMsg(string msg)
{
    var msgType = msg.Substring(22, 4);
    if (!msgType.Equals("AAAA"))
    {
        return;
    }

    const double accelerometerScale = 16384.0;
    const double accelerometerRange = 2.0;

    var x1 = Convert.ToByte(msg.Substring(26, 2), 16);
    var x2 = Convert.ToByte(msg.Substring(28, 2), 16);
    var y3 = Convert.ToByte(msg.Substring(30, 2), 16);
    var y4 = Convert.ToByte(msg.Substring(32, 2), 16);
    var z5 = Convert.ToByte(msg.Substring(34, 2), 16);
    var z6 = Convert.ToByte(msg.Substring(36, 2), 16);

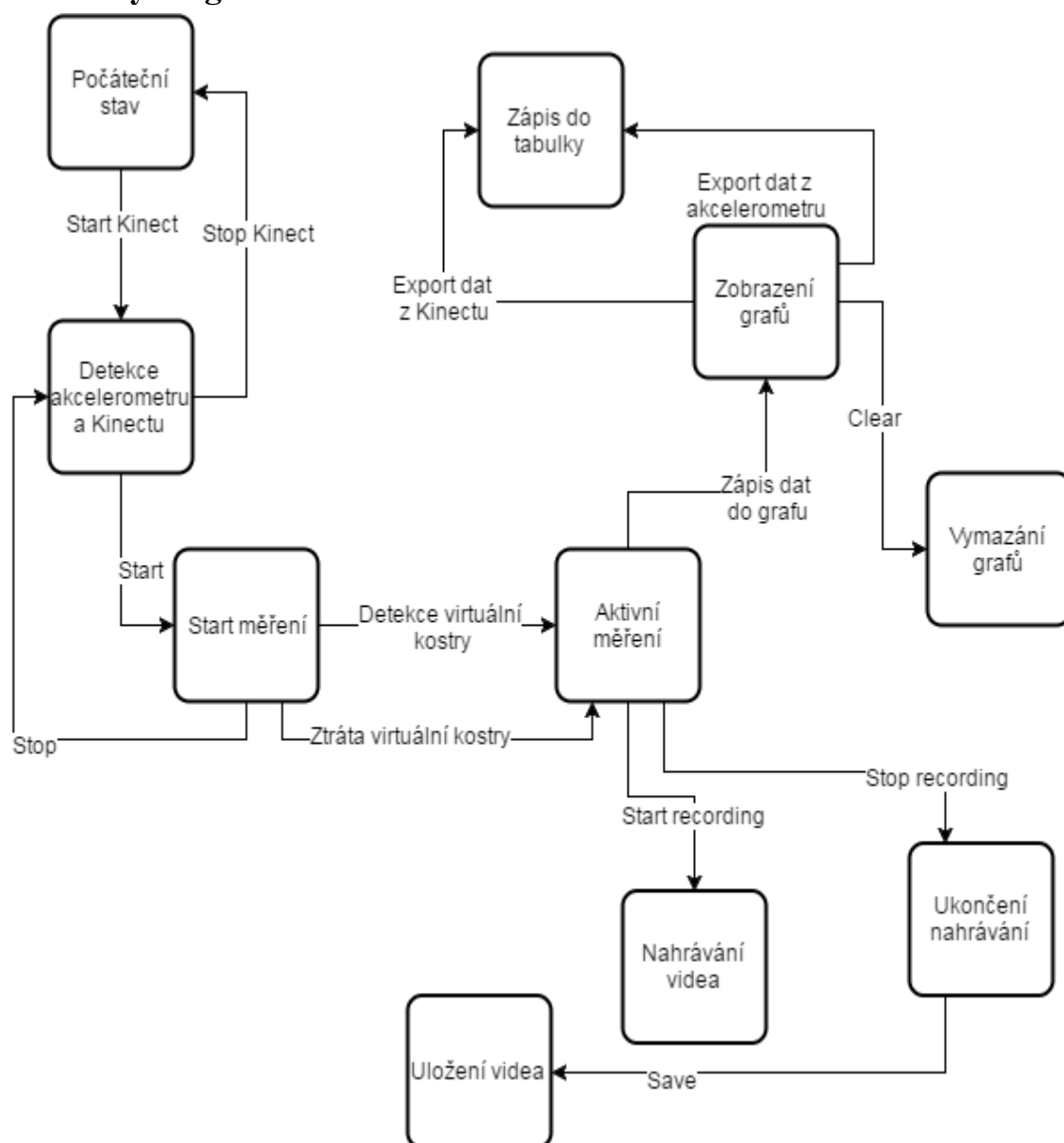
    var signX = (x2 & 0x80) == 0 ? -1 : 1;
    var signY = (y4 & 0x80) == 0 ? -1 : 1;
    var signZ = (z6 & 0x80) == 0 ? -1 : 1;

    x2 &= 0x7F;
    y4 &= 0x7F;
    z6 &= 0x7F;

    var rawX = (x2 << 8) | x1;
    var rawY = (y4 << 8) | y3;
    var rawZ = (z6 << 8) | z5;
```

Obr. 9.10 Ukázka zdrojového kódu - komunikace s akcelerometrem

### 9.4.1 Stavový diagram



Obr. 9.11 Stavový diagram aplikace

Při počátečním stavu je aplikace spuštěna a pouze vyčkává na povely uživatele. Po stisknutí tlačítka Start Kinect dojde k navázání spojení s akcelerometrem a také s Kinectem. Po této akci jsou obě zařízení připravena k měření. Zvolením tlačítka Start dojde k načtení videa z MS Kinect. Jakmile systém zaznamená obrys člověka, dojde k vykreslení virtuální kostry a grafu pro vykreslení polohy akcelerometru a okamžitě začíná samotné měření. V průběhu aktivního měření lze zvolit nahrávání videa pro uložení záznamu ze cvičení, což se provádí stiskem tlačítka Start recording. Tím dojde k vytvoření virtuálního souboru, do kterého se pomocí knihovny AForge.net postupně vkládají snímky z nahrávání. Po zvolení Stop recording dojde k uzamčení tohoto virtuálního souboru a po zvolení potřebných parametrů se video uloží ve formátu .avi.

Během aktivního měření je dostupná funkce clear, která umožňuje smazání naměřených dat a vyčištění grafů. V případě zvolení této funkce před samotným měřením dojde ke smazání grafů a

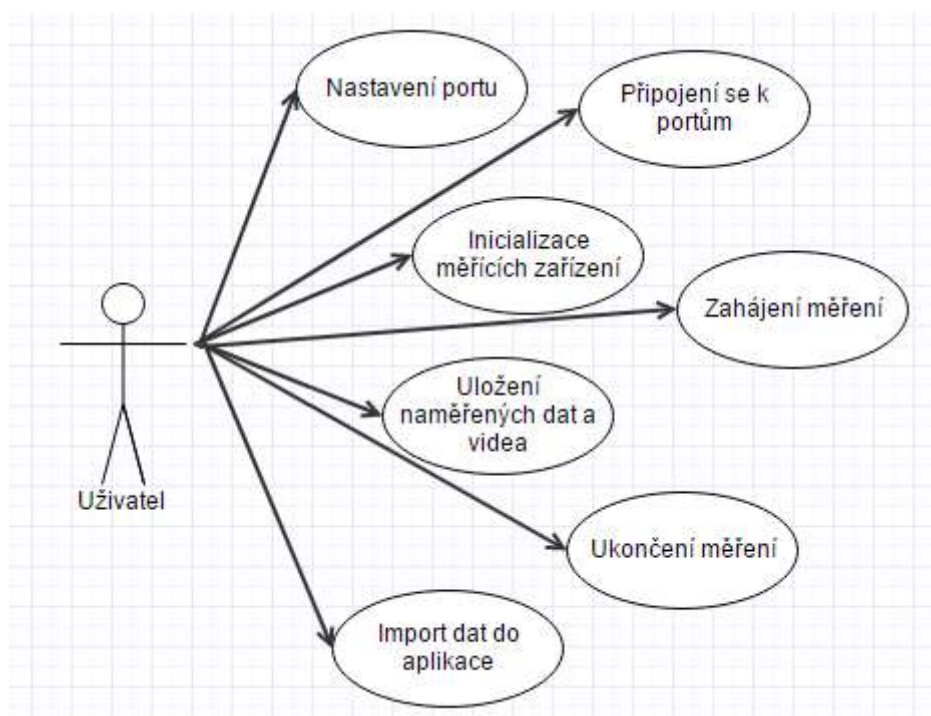
aplikace dále vyčkává na příkazy uživatele, pokud ale uživatel zvolí tuto možnost v průběhu měření, grafy se vymažou, ale okamžitě začíná zápis nových dat.

Ve stavu aktivního měření je přístupná také funkce exportu naměřených dat, a to z MS Kinect a také z akcelerometru. Tyto data se po zvolení funkce Save accel data a Save Kinect data uloží do předpřipravených exe souborů, který je v případě akcelerometru utvořen tak, že na první řádku se nachází hlavička, tedy v prvním sloupci se nachází Čas, získané hodnoty z měření na ose x a ose y, přičemž na dalších řádcích se nacházejí již naměřené hodnoty. Zápis hodnot do příslušných sloupců je řešen středníkem, který reprezentuje oddělovač dat. Obdobným způsobem je řešeno také ukládání dat z MS Kinect, rozdíl je jen v počtu sloupců a v hlavičce souboru. V souboru s akcelerometrickými daty se nacházejí tři sloupce, kdežto v souboru s Kinect daty se vypisují hodnoty do jedenácti sloupců, které představují hodnoty příslušných kloubů. V prvním sloupci se nachází Čas, následují segmenty Kolen, Boků a nakonec Těžiště. Každý tento segment je ještě rozdělen na pravou a levou část, a každá část má ještě svou horizontální a vertikální osu. Hlavička tedy vypadá takto: Čas ; Levé koleno-Horizontálně ; Levé koleno-Vertikálně ; Pravé koleno-Horizontálně ; Pravé koleno-Vertikálně ; Levý bok-Horizontálně ; Levý bok-Vertikálně ; Pravý bok-Horizontálně ; Pravý bok-Vertikálně ; Těžiště-Horizontálně ; Těžiště vertikálně.

Z každého stavu, kromě Počátečního stavu lze použít funkci Stop, která přeruší měření. Po stisknutí tohoto tlačítka se grafy nevymažou a lze je poté exportovat. Obdobně jako funkce Stop funguje také funkce Stop Kinect, která je také přístupná za jakéhokoliv stavu. Po jejím zvolení však dojde ke ztrátě spojení s MS Kinect a akcelerometrem, zároveň však dojde k vymazání grafů a export dat nebude umožněn.

#### 9.4.2 Use – case diagram

Obr. 9.12 naznačuje, jaké operace jsou zpřístupněny během používání aplikace. Uživatel je tedy schopen nastavit porty pro měřicí zařízení, dále mu je umožněno připojit s k portům pro přijímání dat a inicializování měřících zařízení. Pro uživatele je samozřejmě dovoleno spustit a ukončit měření, dále uložit naměřená data a video. Pokud by uživatel data nechtěl dále zpracovat, je mu umožněno importování naměřených dat zpět do aplikace, kde si jej může prohlédnout.



Obr. 9.12 Diagram užití

## 10 Testování

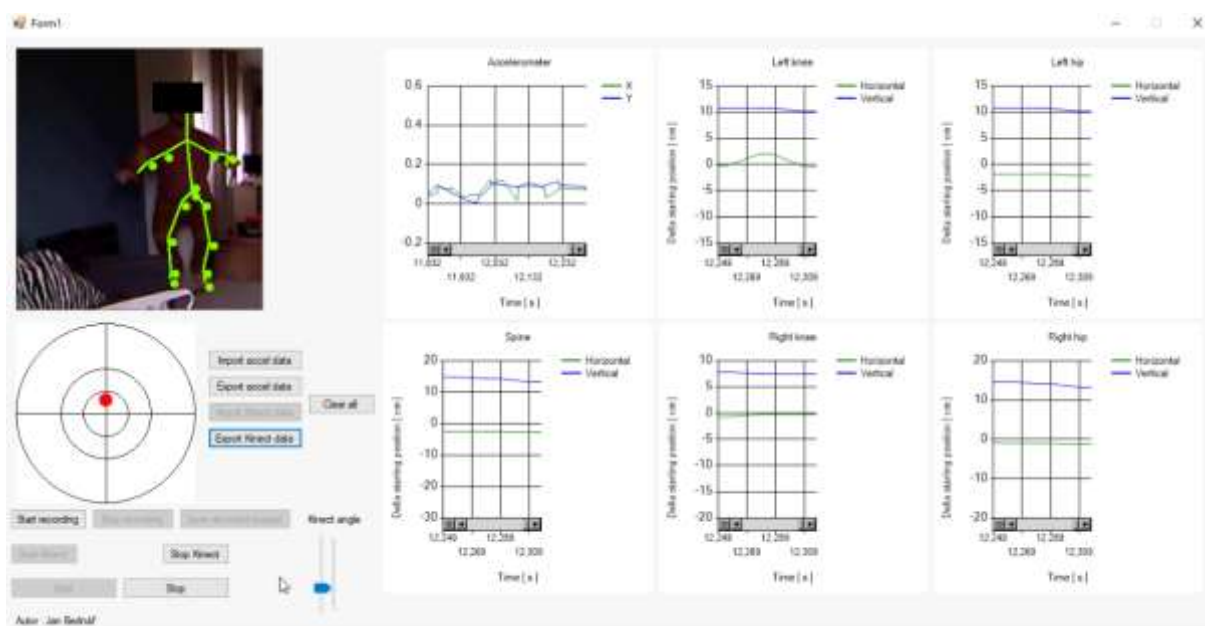
Testování bylo prováděno na 10 osobách, které se dobrovolně zúčastnily tohoto výzkumu. Každá osoba, která se podrobila tomuto testování, měla za úkol odcvičit tři předem vybrané cviky po deseti opakováních. Výsledkem těchto testů by mělo porovnání dat všech cviků u jedné osoby, ale také jednotlivých cviků u všech osob.

Pro testování byly vybrány tyto cviky:

1. Přenášení váhy. Začíná se ze stabilní polohy, nejprve je váha přenášena na levou stranu, poté na stranu pravou, následně se osoba snaží dostat zpět do stabilní polohy a následuje přenášení váhy dopředu a dozadu. Takto provedený cvik představuje jedno opakování.
2. Obkroužení kolem osy úseče. Začíná se ze stabilní polohy, následně dochází k přenesení na pravou stranu, odkud se pacient snaží plynule obkroužit kolem osy úseče. Jedno obkroužení je jedno opakování
3. Dřeipy. Opět se začíná ze stabilní polohy, poté se pacient přesunuje do podřepu. Důležité je mít při provádění cviku rovná záda, hlavně se nepředklánět.

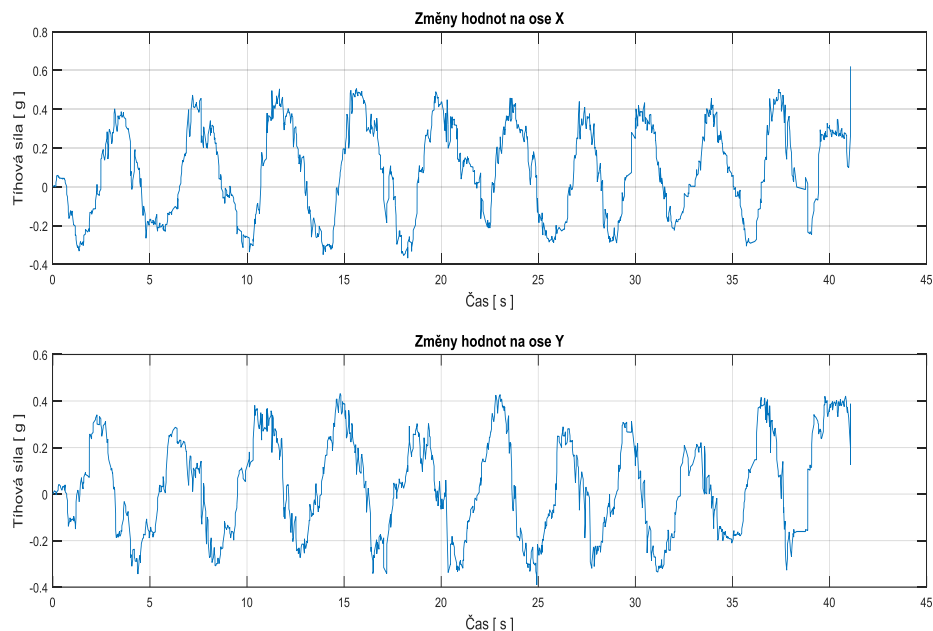
Všechny cviky začínají ze stejného základního postavení, kdy jsou chodidla rovnoběžně a uprostřed kruhové úseče tak, aby měli figuranti pocit stability. Kolena jsou od sebe na úrovni ramen a jsou v mírné semiflexi. Během provádění testů byla dobrovolníkům poskytnuta pevná opora, o kterou by se mohli opřít, aby nebyl v ohrožení jejich zdravotní stav. Všichni dobrovolníci byli poučeni, jak cviky provádět a byli upozorněni, aby při jakýchkoliv problémech upozornili obsluhu a ukončili testování.

Na Obr. 10.1 je zachycena aplikace v průběhu testování, tedy zobrazení všech výsledných grafů, zaznamenávání videa a vykreslení virtuální kostry.



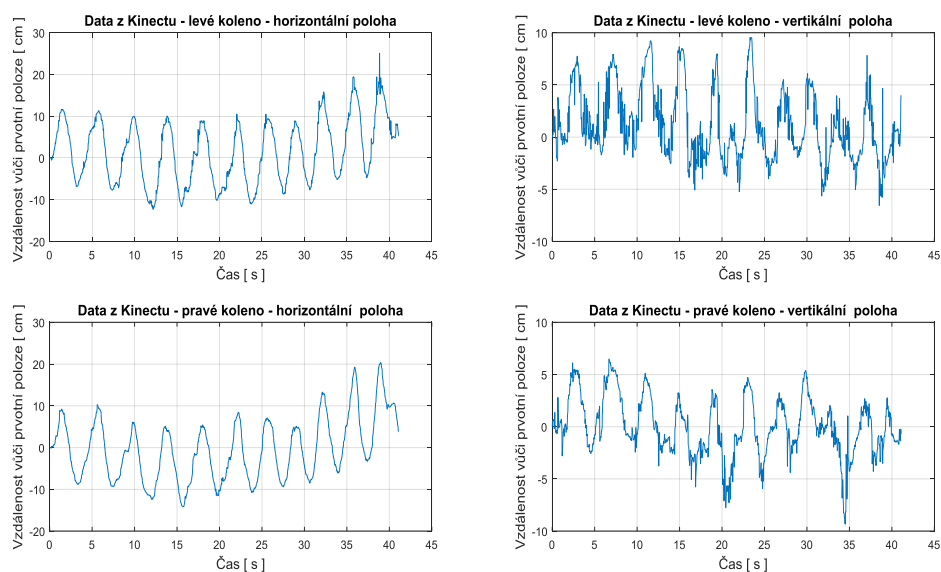
Obr. 10.1 Testování - vzhled aplikace

Testování probíhalo ve dvou fázích, přičemž jedno testování bylo prováděno na výkonném stolním počítači, na kterém je aplikace stabilní a nedochází k „sekání“ obrazu a tedy ke zkreslení dat a druhá část testování probíhala na školním notebooku.



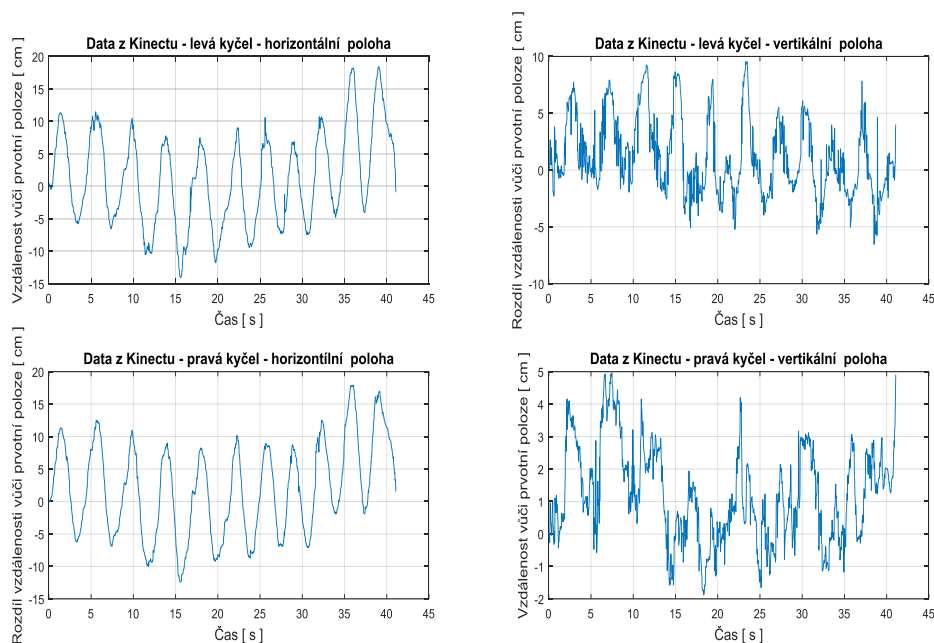
**Obr. 10.2 Testování - kroužení - akcelerometr**

Na Obr. 10.2 lze pozorovat vykreslená data z akcelerometru při cvičení kroužení kolem úseče. Na horním grafu lze vidět pohyb na x - ové ose, přičemž se jedná takřka o periodický signál, z toho lze usoudit, že osoba, která prováděla tento cvik, neměla problém se zvládnutím techniky. Můžeme pozorovat, že cvik byl započat pohybem na pravou stranu, jelikož na grafu jsou vykresleny hodnoty z počátku v záporných číslech a následně se snažil obkroužit kolem osy úseče. Lze také vyčíst, že osoba nedokázala udržet stabilní naklonění na úseči, neboť se mění akcelerace na ose y.



**Obr. 10.3 Testování – vykreslení kolen Kinect**

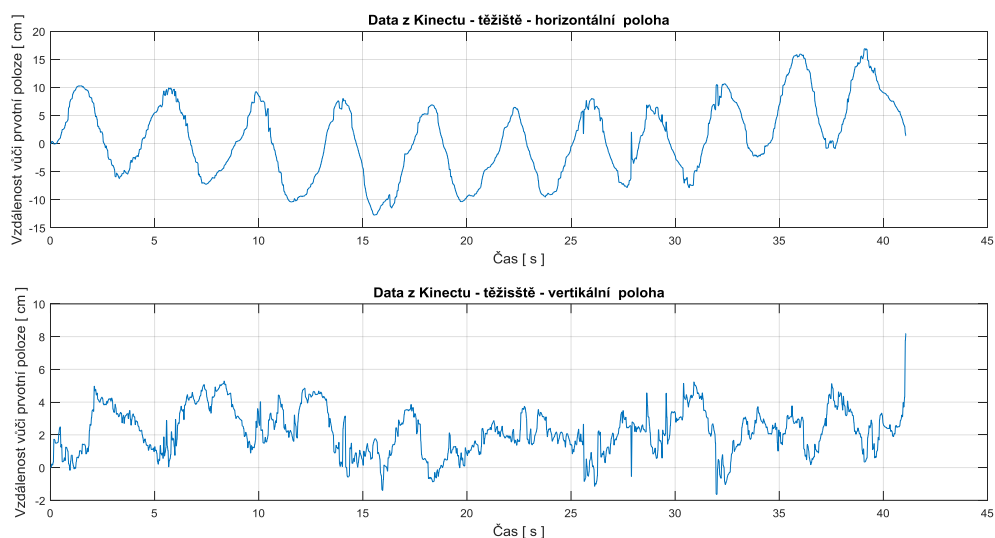
Obr. 10.3 vykresluje data naměřená z MS Kinect, konkrétně pohyby levého a pravého kolene. Lze pozorovat, že při tomto cvičení nedochází k významnému pohybu na vertikální ose. Jedná se hlavně o přirozený pohyb, kdy se nakloní úseč na jednu stranu a v důsledku toho se musí opačná strana zvednout. Důležitý pohyb se děje hlavně v horizontální ose, kde dochází k tomu, že dojde k přenesení váhy. Podle grafu je patrné, že cvik začal přenesením váhy na levou stranu, což dokazuje fakt, že z počátku měření stoupají hodnoty do kladných čísel, následně klesají do čísel záporných. Poté se tyto pohyby opakují takřka synchronně. Můžeme také vidět téměř totožné pohyby obou kloubů, neboť opisují podobné křivky



**Obr. 10.4 Testování - vykreslení kyčlí Kinect**

Při provádění stejného cviku došlo k exportu dat z MS Kinect také z oblasti kyčlí, což dokazuje Obr. 10.4. Stejně jako v případě vykreslení oblasti kolen se hlavní pohyb odehrává na horizontální ose. Při tomto cvičení nedochází k cílené změně vertikální polohy. Změny na této ose jsou hlavně důsledkem naklánění nestabilní podložky. Lze také pozorovat obdobný průběh křivek kloubů, což znamená, že došlo ke srovnatelnému vychýlení všech kloubů ve vodorovné poloze, z čehož lze vyvodit, že tento figurant, který se podrobil testům, využívá ke stabilním pohybům celé tělo.

Grafické zobrazení pohybu z těžiště člověka je vykresleno na Obr. 10.5, kde lze opět pozorovat jen minimální pohyb na svislé ose. V grafickém zobrazení horizontální osy lze mezi 25 a 35 vteřinou pozorovat menší problémy s udržení stability, neboť došlo v nejzazších pozicích k rozkmitání kloubů. V čase mezi 26 a 27 vteřinou došlo také k náhlému otřesu při návratu do původní pozice což prisuzují právě nestabilnímu chování v nejzazších pozicích.



**Obr. 10.5 Testování – vykreslení těžiště Kinect**

Během testování bylo zjištěno, že na méně výkonných počítačích a noteboocích dochází k sekání obrazu a tedy ke zkreslení výsledných dat, neboť tyto nevýkonné zařízení nedokážou přijímat velké kvanta dat. Vzorkovací frekvence obou zařízení je nastavena na 30 Hz. Po krátké době tato zařízení nestíhají přijímat a hlavně zpracovávat takové kvanta dat a aplikace se stává nestabilní. Proto byly provedeny doplňující testy na výkonném stolním počítači, na kterém aplikace fungovala bez problému, což dokazují jak výsledky publikované v kapitole Testování, tak také v příloze v dokumentu Naměřená data z testování, kde jsou výsledky testování. Dalším parametrem, který ovlivňuje měření je osvětlení místnosti, ve které se provádí měření a také oděv figuranta. Pro dokonalé měření doporučuji, aby byl figurant oblečen do přilnavého oděvu kontrastních barev, neboť příliš volné oblečení může vyvolat špatné vykreslení virtuální kostry, nebo dokonce nevykreslení této kostry.



## 11 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo vytvoření aplikace, která dokáže zobrazovat data z rehabilitačního cvičení za pomoci zařízení MS Kinect a kruhové úseče, která je vybavena akcelerometrem.

Výsledná aplikace umožňuje vykreslení dat z akcelerometru a z Kinectu, přičemž jako důležité části těla jsem zvolil klouby dolní části těla, které jsou při cvičení na kruhové úseči nejdůležitějšími. Aplikace tedy vykresluje pohyby kolen, boků a těžiště. Každý graf znázorňuje pohyby jednotlivých kloubů na vodorovné a svislé ose. Všechny pohyby, které jsou monitorovány systémem Kinect se do grafů převádí jako rozdíl polohy v centimetrech oproti původnímu postavení, tedy pozici, kdy senzor Kinect rozpoznal siluetu a zobrazil v GUI virtuální kostru. Výsledná data je poté možné uložit do csv souboru.

Vykreslení akcelerometrických dat funguje na dvojí způsob, neboť tyto informace se dají zpracovat buď jako G, tedy tíhovou sílu, nebo jako  $^{\circ}$ . Aplikace umožňuje vykreslení obou těchto variant, nicméně uložení dat, které se vykreslují po přepočtu na  $^{\circ}$ , umožněn není. Po ukončení měření je opět možné uložit data v csv formátu. Pokud by uživatel nechtěl data nijak zpracovávat a chtěl by si je jen prohlédnout, je pro tyto účely umožněno vložení naměřených dat zpět do aplikace. Procházení jednotlivých grafů je jednoduché, neboť mezi všemi grafy funguje propojení. Chce-li si tedy uživatel prohlédnout jen část naměřených dat, stačí, aby zkoumanou oblast nastavil jen na jednom grafu, a zároveň dojde k nastavení pohledu a stejnou oblast na všech grafech.

Během testování této aplikace bylo zjištěno, že pro plynulost a správnost přijímaných dat je vhodné, aby testování bylo prováděno na výkonném stolním PC. Prvotní testování bylo prováděno na nevýkonném notebooku a docházelo k sekání obrazu a následnému zkreslení dat. Tento jev je patrný v dokumentu, který je součástí přílohy, kde v některých případech docházelo ke ztrátě spojení s jednotlivými klouby. Tuto skutečnost přisuzuji hlavně výkonu notebooku, na kterém bylo dané testování prováděno. Dále výsledek měření ovlivňuje prostředí, ve kterém se testy provádí a také oděvy figurantů. V jednom případě nedošlo vůbec k nalezení siluety, neboť figurant na sobě měl příliš odlehčující oděv, který znemožnil detekci siluety. Na základě tohoto zjištění je tedy vhodné provádět měření v dobře osvětlené místnosti a testované osoby by měly pokud možno mít oblečené přiléhající oblečení s kontrastními barvami.

Výsledný program může najít uplatnění na rehabilitačních stanovištích. Může být přínosným prostředkem k rychlejší rekonvalescenci. Aplikace může být též vhodná pro rehabilitaci v domácnosti, kdy se pacient bude sám monitorovat tímto systémem a následně může data poskytnout jak fyzioterapeutům, tak lékařům k posouzení progresu rehabilitace.

Do budoucna je možný další vývoj této aplikace, neboť v současné době je k dispozici nová verze senzoru Kinect ver. 2, a výrobce pracuje na vývoji třetí generace tohoto systému. Novější verze poskytuje kvalitnější obraz a s tím související přesnější měření. Použitím vyšší generace Kinectu by mohla zpřesnit tato měření, zároveň by mohla snížit nároky na výkon PC, neboť senzor druhé generace je vybaven vlastním procesorem.

Výsledný program splnil cíle bakalářské práce, jelikož aplikace je schopna monitorování pohybů během cvičení na rehabilitační pomůcce. Je dále schopna poskytnout uživateli porovnání pohybů

pacienta a pohybů kruhové úseče, kterou reprezentuje pohyb akcelerometru. Poskytuje také možnost srovnání pohybů jednotlivých kloubů pacienta během testování.

## 12 Seznam použité literatury

- [1] VINKLER, Michal. *Využití pohybového snímače Kinect ve virtuální realitě*. Brno, 2012. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Vedoucí práce Mgr. Jiří Chmelík.
- [2] Xbox 360 Kinect Teardown. IFixit [online]. 2010 [cit. 2016-01-19]. Dostupné z: <https://www.ifixit.com/Teardown/Microsoft-Kinect-Teardown/4066/1>
- [3] Těžiště lidského těla. Patobiomechanika a Patokinesiologie K O M P E N D I U M [online]. Praha [cit. 2016-01-20]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/geometrie\\_teziste.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php)
- [4] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [5] PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyzilogické bázi*. 2. opr. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-720-4312-9.
- [6] A. GÚTH A KOLEKTÍV. *Liečebné metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth, 2005. ISBN 80-889-3216-5.
- [7] VAČKÁŘOVÁ, Klára. *BIOFEEDBACK POMOCÍ 3D PROXIMITNÍHO SNÍMAČE*. Brno, 2016. BAKALÁŘSKÁ PRÁCE. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Doc. Ing. Luděk Žalud, Ph.D.
- [8] SCHICKLER, Marc. *Design and Implementation of a Bluetooth 4.0 LE Infrastructure for Mobile Devices*. Ulm, 2014. Bakalářská práce. Ulm university. Vedoucí práce Prof. Dr. Manfred Reichert.
- [9] Senzomotorika I. - úvod, hluboké stabilizační svaly. Ronnie: *Medicina Ronnie* [online]. 2008 [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-3866-senzomotorika-i-uvod-hluboke-stabilizacni-svaly.html>
- [10] Hluboký stabilizační systém. Fyzioklinika [online]. Praha: FYZIOklinika fyzioterapie [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/hluboky-stabilizacni-system>
- [11] Hluboký stabilizační systém páteře. Jóga dnes [online]. Mgr. Pavlína Pelišková, 2017 [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <https://www.jogadnes.cz/joga/hluboky-stabilizacni-system-patere-2399/>
- [12] SPIŠAK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: VŠB - TUO, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [13] DAVISON, Andrew. *Kinect Open Source Programming Secrets: Hacking the Kinect with OpenNI, NITE, and Java*. McGraw-Hill Professional, 2012. ISBN 9780071783187.

- [14] NITESCU, Daria. *EVALUATION OF POINTING STRATEGIES FOR MICROSOFT KINECT SENSOR DEVICE*. Fribourg, 2012. FINAL PROJECT. University of Fribourg. Vedoucí práce Denis Lalanne.
- [15] HRUŠKA, Daniel. *Jakou roli mohou hrát akvizice Metaio a PrimeSense*. In: Jabličkář.cz [online]. jabličkář.cz, 2015 [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: <http://jablickar.cz/jakou-roli-mohou-hrat-akvizice-metaio-a-primesense/>
- [16] , CSHOCKEY. *Core aneb význam hlubokého stabilizačního systému (HSS) pro hokejistu*. In: CS HOCKEY [online]. CS HOCKEY, 2014 [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: <http://www.cshockey.cz/blog/core-aneb-vyznam-hlubokeho-stabilizacniho-systemu-hss/>
- [17] *Senzomotorická stimulace*. Masaryk University [online]. Brno: Masaryk University, 2016 [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1806/Senzomotoricka\\_stimulace\\_Impact.pdf](https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1806/Senzomotoricka_stimulace_Impact.pdf)
- [18] *Principy akcelerometrů - 2. díl - Piezorezistivní*. Automatizace.wz.cz [online]. 2007 [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007012601>
- [19] *Bodybuilding.cz o kulturistice trochu jinak. Co je to svalová dysbalance?* [online]. 2000 [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://svajgl.sweb.cz>
- [20] *Documentation*. Microsoft Developer Network [online]. 2013 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131024.aspx>
- [21] *MPU-9250 Product Specification Revision 1.0* [online]. InvenSense, 2014 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: [https://cdn.sparkfun.com/assets/learn\\_tutorials/5/5/0/MPU9250REV1.0.pdf](https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/5/5/0/MPU9250REV1.0.pdf)
- [22] FABRIZIO. *Bluetooth Low Energy -BLE-*. In: *RFc Networking & Informatica* [online]. RFc Networking & Informatica, 2016 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://www.rfc.it/news/bluetooth-low-energy-ble>